

PATENT  
32860-000687/US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Martin HOHEISEL and Hartmut SKLEBITZ

Application No.: NEW

Filed: February 6, 2004

For: **ANTISCATTER GRID OR COLLIMATOR**

---

**PRIORITY LETTER**

February 6, 2004

COMMISSIONER FOR PATENTS  
P.O. BOX 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

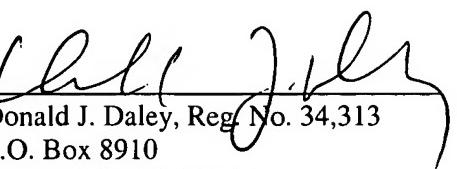
<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
10305106.6	February 7, 2003	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By \_\_\_\_\_

  
Donald J. Daley, Reg. No. 34,313  
P.O. Box 8910  
Reston, Virginia 20195  
(703) 668-8000

DJD:jj

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 05 106.6

Anmeldetag: 07. Februar 2003

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Streustrahlenraster oder Kollimator

IPC: G 21 K, B 81 C, H 05 G

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 8. Oktober 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Scholz".

Scholz

**Beschreibung****Streustrahlenraster oder Kollimator**

- 5 Die Erfindung betrifft einen Streustrahlenraster oder einen Kollimator zur Absorption von durch ein Objekt gestreuter Sekundärstrahlung, der eine Absorptionsstruktur bestehend aus einer Vielzahl von wand- oder stegartigen Elementen aufweist, wobei jeweils mehrere Elemente eine zellenartige Struktur mit  
10 einem seitlich umschlossenen Strahlenkanal für Primärstrahlung bilden.

In der Röntgenbildtechnik werden heutzutage hohe Anforderungen an die Bildqualität der Aufnahmen gestellt. Bei diesen  
15 Aufnahmen, wie sie insbesondere bei der medizinischen Röntgendiagnostik durchgeführt werden, wird ein zu untersuchendes Objekt von Röntgenstrahlung einer annähernd punktförmigen Röntgenquelle durchleuchtet und die Schwächungsverteilung der Röntgenstrahlung auf der gegenüberliegenden  
20 Seite des Objekts zweidimensional erfasst. Daneben erfolgt bei einem Computertomographen eine zeilenweise Erfassung der durch das Objekt geschwächten Röntgenstrahlung. Als Strahlungsdetektoren kommen zunehmend Festkörperdetektoren zum Einsatz, die eine matrixförmige Anordnung von Halbleiterelementen aufweisen, die als Empfänger wirken. Die erhaltene Röntgenaufnahme setzt sich aus einer Vielzahl einzelner Bildpunkte zusammen, wobei jeder Bildpunkt idealerweise die  
25 Schwächung der Strahlung durch das Objekt auf einer geraden Achse von der Röntgenquelle zu dem dem jeweiligen Bildpunkt entsprechenden Ort auf der Detektorfläche entspricht. Die Strahlung, die auf dieser geraden Achse auf den Detektor trifft, wird als Primärstrahlung bezeichnet.

Während des Durchtritts durch das Objekt kommt es jedoch  
35 zwangsläufig zu Wechselwirkungen der Röntgenstrahlen mit dem Objekt, was zu Streueffekten führt. Das heißt neben den eigentlichen Primärstrahlen, die ungestreut durch das Objekt

treten, treten Sekundärstrahlen auf, die von der geradlinigen Achse abweichend auf den Detektor treffen. Diese Sekundärstrahlen, die einen sehr hohen Anteil an der gesamten Signal-  
aussteuerung des Detektors ausmachen können, stellen eine zu-  
5 sätzliche Rauschquelle dar und verringern die Erkennbarkeit feiner Kontrastunterschiede.

Es ist bekannt, zur Verringerung der auf den Detektor treffenden Streustrahlung sogenannte Streustrahlenraster einzusetzen. Bekannte Streustrahlenraster bestehen aus regelmäßig angeordneten Strukturen, die Röntgenstrahlung absorbieren und zwischen denen Durchgangskanäle oder Ähnliches für Primärstrahlung vorgesehen sind. Dabei wird zwischen fokussierten Rastern und unfokussierten Rastern unterschieden. Bei fokussierten Rastern sind die Durchgangskanäle und damit die sie begrenzenden Absorptionsstrukturen auf den Fokus der Röntgenquelle hin ausgerichtet, nicht so aber bei nicht fokussierten Rastern, bei diesen die Kanäle senkrecht zur Oberfläche stehen.  
20

Die Funktionsweise eines Streustrahlenrasters ist derart, dass über die absorbierenden Strukturen primär die Sekundärstrahlung und bei nicht fokussierten Rastern auch ein Teil der Primärstrahlung absorbiert wird, also nicht zum eigentlichen das Röntgenbild erzeugenden Strahlungsanteil beitragend auf den Detektor trifft. Dabei ist stets Ziel, dass einerseits die Streustrahlen möglichst gut absorbiert werden, andererseits aber auch ein möglichst hoher Anteil an Primärstrahlung ungeschwächt durch das Raster treten soll. Eine  
25 Verminderung des Streustrahlenanteils lässt sich durch ein hohes Schachtverhältnis, also ein großes Verhältnis der Höhe des Rasters zur Dicke bzw. dem Durchmesser der Durchgangskanäle erreichen. Primär durch die Dicke der zwischen den Kanälen liegenden absorbierenden Elementen kann es jedoch zu Bildstörungen durch Absorption eines Teils der Primärstrahlung kommen. Insbesondere beim Einsatz des Rasters in Verbindung mit einem Matrix-Detektor führt eine Inhomogenität des  
30  
35

Rasters zur Bildstörung durch die Abbildung des Rasters im Röntgenbild. Es besteht hier die Gefahr, dass die Projektion der Strukturen der Detektorelemente und der Streustrahlenraster miteinander interferieren, wodurch störende Moiré-Erscheinungen auftreten können.

Diese Probleme sind auch bei einem Raster wie er in der nachveröffentlichten Patentanmeldung DE 102 41 424.6 beschrieben ist, gegeben. Dort ist ein neuartiger Rastertyp im Vergleich mit den herkömmlichen Bleilamellen-Rastern beschrieben. Herkömmliche Bleilamellen-Raster sind sogenannte "gelegte Raster", bei denen abwechselnd sehr dünne Bleilamellen und zu meist aus Papier bestehende, quasi die Durchgangsschlitz zwischen den Lamellen bildende und strahlungstransparente Elemente gelegt werden. Diese Raster sind jedoch hinsichtlich der Präzision bei der Herstellung limitiert und führen insbesondere bei Festkörperdetektoren zu Problemen. Anders der Raster aus DE 102 41 426, der mittels einer Rapid Prototyping Technik durch schichtweises Verfestigen eines Aufbaumaterials hergestellt wird. Mit dieser Technik können sehr feine und exakte Strukturen aufgebaut werden, die Grundlage für die Ausbildung der Absorptionsstruktur sind. Diese Strukturen werden entsprechend dem Verlauf der nicht empfindlichen Zwischenbereiche zwischen zwei Detektorelementen des Matrix-Festkörperdetektors ausgebildet, das heißt diese Strukturen, auf die eine Absorptionsbeschichtung aufgebracht wird, verlaufen exakt über diesen Zwischenbereichen und nicht oberhalb der aktiven Detektorfläche. Wenn gleich sich mit diesem bekannten Raster die Erkennbarkeit von Rasterabbildungen verringern lässt und in einen so hohen Ortsfrequenzbereich verschieben lässt, dass sie durch die abbildenden Systeme kaum noch scharf abgebildet werden können, ergeben sich dennoch aufgrund der Geometrie der Absorptionsstruktur Schwierigkeiten, die zur Ausbildung der Moiré-Erscheinungen im erzeugten Strahlungsbild führen können.

Ähnliche Schwierigkeiten wie in der Röntgendiagnostik sind auch in der Nuklearmedizin, insbesondere beim Einsatz von Gamma-Kameras gegeben. Auch dort muss darauf geachtet werden, dass möglichst wenig gestreute Gammaquanten den Detektor erreichen. Bei dieser Untersuchungsart befindet sich die Strahlungsquelle für die Gamma-Quanten im Inneren des Untersuchungsobjekts. Nach Injektion eines instabilen Nuklids erfolgt die Erzeugung eines Abbilds eines Organs durch den Nachweis der durch den Nuklidzerfall aus dem Körper emittierten Quanten, wobei der zeitliche Verlauf der Aktivität bzw. des Zerfalls im Organ Rückschlüsse auf seine Funktion zu lässt. Entsprechend einem Streustrahlenraster ist bei dieser Technik vor den Gamma-Detektor ein Kollimator gesetzt, der die Projektionsrichtung des Bilds festlegt. Dieser Kollimator entspricht in seiner Funktionsweise und vom Aufbau her im Wesentlichen dem eingangs beschriebenen Streustrahlenraster.

Der Erfindung liegt damit das Problem zugrunde, einen Streustrahlenraster oder einen Kollimator anzugeben, bei dem die Gefahr der Bildung ungewünschter Abbildungen, insbesondere von Moiré-Abbildungen vermieden ist.

Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Streustrahlenraster der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Elemente und damit die zellenartigen Strukturen derart angeordnet bzw. geformt sind, dass die Absorptionsstruktur ein regelloses, aperiodisches Muster aufweist

Der erfindungsgemäße Raster oder Kollimator zeichnet sich durch zum einen dadurch aus, dass die Absorptionsstruktur unter Verwendung einer Vielzahl miteinander verbundenen Elemente ähnlich wie bei dem Raster gemäß der DE 102 41 424.6 gebildet ist. Anders als bei dem dort beschriebenen Raster, bei dem zwei Elemente unter einem Winkel von 90° zueinander stehen, jeweils vier Elemente eine Rechteck-Zelle mit einem zentralen Durchgangskanal bilden und somit eine regelmäßige, symmetrische Struktur gebildet ist, ist beim erfindungsgemäß-

- ßen Streustrahlraster vorgesehen, dass die Absorptionsstruktur regellos geformte und angeordnete zellenartige Strukturen aufweist. Hieraus ergibt sich, dass abhängig von der Anzahl der eine zellenartige Struktur bildenden Elemente
- 5 Zellen entstehen, die keine Rechteckstruktur einnehmen. Darüber hinaus ist vorgesehen, dass diese zellenartigen Strukturen derart angeordnet bzw. ausgebildet sind, dass die Absorptionsstruktur ein regelloses, aperiodisches Muster aufweist. Das heißt die erfindungsgemäßen Elemente sind derart angeordnet und damit die Strukturen derart ausgeprägt, dass sich
- 10 über die gesamte Absorptionsstruktur keine Regelmäßigkeit ergibt, mithin also eine regellose und keinerlei Periodizität aufweisende Absorptionsstruktur erzeugt wird.
- 15 Aufgrund der fehlenden Regelmäßigkeit bzw. Symmetrie werden mit besonderem Vorteil Moiré-Erscheinungen weitestgehend vermieden, da diese wie sich herausgestellt hat primär auf die Regelmäßigkeit und Symmetrie bekannter Raster - seien es Lammellenraster oder Raster gemäß DE 102 41 424.6 - zurückzuführen sind. Da matrizierte Röntgenbilder streng symmetrische Pixel-Anordnungen besitzen (im Allgemeinen quadratische, regelmäßig angeordnete Bildpunkte), können sich als Interferenz zwischen diesem symmetrischen Muster und dem aperiodischen Muster der Absorptionsstruktur so gut wie keine Moiré-Störungen im Bild ergeben. Dabei ist darauf hinzuweisen, dass der
- 20 erfindungsgemäße Raster oder Kollimator nicht nur mit einem Matrix-Detektor ergeben, sondern auch mit anderen Bildaufnahmesystemen mit homogener Röntgen-Konverterschicht (z.B. digitale Lumineszenzradiographie (Speicherfolie), Röntgenbildverstärker oder Film-Folien-Systeme) verwendet werden können.
- 25
- 30

In Weiterbildung des Erfindungsgedankens kann vorgesehen sein, dass zwei benachbarte Elemente unter einem Winkel ungleich  $90^\circ$  zueinander stehen, wobei zweckmäßigerweise jeweils vier Elemente eine zellenartige Struktur in Form eines Rhombus bilden. Es sind zweckmäßigerweise zwei unterschiedliche Rhombentypen mit jeweils zwei unterschiedlichen Winkeln zw-

schen zwei Elementen vorgesehen. Die Absorptionsstruktur weist vorteilhaft ein Penrose-Muster auf. Eine derartige Penrose-Parkettierung besteht aus zwei Rhombentypen gleicher Kantenlängen, wobei die Winkel im einen Rhombustyp  $72^\circ$  und 5  $108^\circ$  und im anderen Rhombustyp  $36^\circ$  und  $144^\circ$  betragen.

Wenngleich aufgrund der sich nicht an der Matrix des zugeordneten Strahlungsdetektors orientierenden Absorptionsstruktur eine Überdeckung der aktiven Detektorfläche, mithin also eine 10 Abschattung ergibt, die zu einer Verringerung der aktiven Pixelfläche führen würde, kann dem vorteilhaft dadurch entgegengewirkt werden, dass die wand- oder stegartigen Elemente aus einem Röntgen- oder Gammastrahlung transparenten Material bestehen, wobei die Innenflächen der Elemente mit einer 15 Sekundärstrahlung absorbierenden Beschichtung, insbesondere einer Bleibeschichtung versehen sind. Zweckmäßigerweise wird als die Elemente und damit die Grundstruktur der Absorptionsstruktur bildendes Material ein Polymerkunstharz verwendet. Die Beschichtung selbst wird zweckmäßigerweise aufgesputtert 20 oder galvanisch abgeschieden. Üblicherweise weist die Beschichtung eine Dicke von ca. 5 µm auf, gegebenenfalls können die Strahlungskanäle mit strahlungstransparentem Material verfüllt sein.

Die Herstellung des Rasters bzw. der Grundstruktur zur Bildung der Absorptionsstruktur erfolgt zweckmäßigerweise durch 25 Stereolithographie mit Rapid Prototyping Technik. Durch den Einsatz dieser Rapid Prototyping Technik beim Aufbau der Grundstruktur können sehr filigrane Strukturen mit sehr hoher Genauigkeit erzeugt werden. Bei dem Stereolithographieverfahren wird mittels eines UV-Laserstrahls computergesteuert die jeweilige vorher festgelegte Struktur der einzelnen Schichten eines 3D-Volumenmodells der Grundstruktur in einem flüssigen 30 Polymerharz "geschrieben". Durch die Einwirkung des Lasers härtet das Polymerharz an den belichteten Stellen bzw. Flächen aus. Ist die erste Strukturebene "geschrieben", wird die 35 Aufbauplattform, auf der die Struktur aufgebaut wird, etwas

abgesenkt, wonach eine neue Harzschicht aufgetragen wird und die zweite Strukturebene "eingeschrieben" wird. Dies wird so lange wiederholt, bis die gewünschte Struktur erreicht ist. Es ist ersichtlich, dass unter Verwendung dieser Technik zum 5 einen beliebig konfigurierte Strukturen erzeugt werden, zum anderen auch mit sehr dünnen Wandstärken im Bereich von 100 µm oder weniger.

An dieser Stelle ist darauf hinzuweisen, dass betreffend die 10 Herstellung der Grundstruktur der Absorptionsstruktur bzw. des Streustrahlenrasters oder Kollimators selbst auf die DE 102 41 424.6 verwiesen wird, welche in ihrem gesamten Offenbarungsgehalt in die vorliegende Offenbarung einbezogen wird, auch zum Zwecke, auf etwaige dort offenbarte Merkmale 15 im Rahmen der vorliegenden Offenbarung zurückzugreifen. Daneben ist es auch möglich, wabenartige Strukturen mit anderen Verfahren herzustellen, welche Strukturen ein Penrose-Muster zeigen und entweder selbst absorbierend wirken oder eine Absorptionsbeschichtung aufweisen.

Neben dem Streustrahlenraster oder Kollimator selbst betrifft 20 die Erfindung ferner eine Anordnung aus einem Strahlungsdetektor, insbesondere einem Röntgen- oder Gamma-Detektor und einem Streustrahlenraster oder Kollimator, wobei der Streustrahlenraster oder der Kollimator gemäß der vorbeschriebenen 25 Art ausgebildet ist. Dabei kann im Rahmen dieser erfindungsgemäßen Anordnung der Strahlungsdetektor vorteilhaft ein solcher sein, der matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordnete Detektorelemente aufweist, es handelt sich also 30 um einen Festkörper-Strahlungsdetektor.

Eine erste konkrete Erfindungsausgestaltung der Anordnung 35 sieht vor, dass der Streustrahlenraster oder der Kollimator vom Strahlungsdetektor getrennt angeordnet ist, wobei sowohl der Streustrahlenraster bzw. der Kollimator als auch der Strahlungsdetektor zumindest während der Strahlungsbildaufnahme unbewegbar sind bzw. nicht bewegt werden. Während der

Bildaufnahme handelt es sich also um eine "starre" Anordnung, weder Raster/Kollimator noch Detektor werden bewegt. Aufgrund der erfindungsgemäßen Ausbildung des Streustrahlenrasters/ Kollimator mit der regellosen, aperiodischen Absorptions-  
5 struktur sind selbst bei einer solchen "starren" Anordnung so gut wie keine Moiré-Störungen zu besorgen.

Eine zweite konkrete Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen Anordnung sieht demgegenüber vor, dass der Streustrahlenras-  
10 ter oder der Kollimator bezüglich des feststehenden Strah- lungsdetektors bewegbar, insbesondere verschiebbar ist. Auch hier sind also Raster/Kollimator und Detektor getrennt, je- doch ist bei dieser Erfindungsausgestaltung der Raster/Kolli- mator bezüglich des Detektors verschiebbar, wie dies bei be-  
15 kannten Anordnungen bereits der Fall ist. Hier kann ein kon- ventioneller Rasterantrieb eingesetzt werden, der für die Verschiebung des Rasters/Kollimators und damit für die Verwi- schung letzter Reste der Raster-/Kollimatorabbildung sorgt. Auch hier kann die Anordnung - wie auch bei der vorbeschrie-  
20 benen Anordnung - entweder einen Festkörper-Strahlungsdetek- tor umfassen, denkbar ist aber auch eine Anordnung mit einem Röntgenbildverstärker-Fernseher-Bildsystem, einem a-Si-Panel- Bildsystem, einem Film-Folien-System oder einem DLR-System (DLR = digitale Lumineszenzradiographie).

25 Schließlich sieht eine dritte Ausführung einer Anordnung vor, dass der Streustrahlenraster oder der Kollimator fest mecha- nisch mit dem Strahlungsdetektor verbunden ist. Dies kann di- rekt oder über eine Zwischenschicht realisiert sein. Hier  
30 wird also ein fester Verbund zwischen Raster/Kollimator und Detektor vorgeschlagen. Da der Raster/Kollimator nur in den Innenseiten der Zellen mit Absorbermaterial beschichtet ist, ist die durch den Raster/Kollimator bewirkte Modulation der Intensität relativ gering. Die verbliebenen Intensitätsunter-  
35 schiede lassen sich erforderlichenfalls durch Bildpunkt-ab- hängige Verstärkungskorrektur (gain correction) beseitigen.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

5 Fig. 1 eine Prinzipdarstellung der Wirkung eines Streustrahlenrasters bei einer Röntgenbildaufnahme,

Fig. 2 eine Prinzipdarstellung der Wirkung eines Kollimators bei einer nuklearmedizinischen Aufnahme,

10 Fig. 3 eine Prinzipdarstellung der Stereolithographie-Technik,

15 Fig. 4 eine Prinzipdarstellung im Schnitt durch die Absorptionsstruktur eines erfindungsgemäßen Streustrahlenrasters,

20 Fig. 5 eine Ansicht auf ein erfindungsgemäßes Streustrahlenraster/ einen erfindungsgemäßem Kollimator,

Fig. 6 eine Anordnung umfassend einen Streustrahlenraster/Kollimator und einen dazu separaten Detektor, und

25 Fig. 7 eine Anordnung eines Streustrahlenrasters/Kollimators fest verbunden mit einem Detektor.

Fig. 1 zeigt in Form einer Prinzipdarstellung die Wirkungsweise eines Streustrahlenrasters in der Röntgendiagnostik. Die vom Fokus einer Röntgenquelle 1 ausgehenden Röntgenstrahlen 2 breiten sich geradlinig in Richtung des Objekts 3 aus. Sie durchdringen das Objekt 3 und treffen als geradlinige Primärstrahlung 2a auf einen dem Objekt 3 nachgeschalteten Strahlungsdetektor 4. Dort ergeben die Primärstrahlen 2a eine ortsaufgelöste Schwächungsverteilung für das Objekt 3.

- Ein Teil der das Objekt durchdringenden Strahlung 2 wird jedoch im Objekt gestreut, wodurch Streustrahlung 2b entsteht, die nicht zur gewünschten Bildinformation beiträgt und bei einem Auftreten auf den Detektor die eigentliche Bildinformation verfälscht und das Signal-Rausch-Verhältnis verschlechtert. Um die nachteiligen Einflüsse der Streustrahlung 2b auf das detektorseitig aufgenommene Bild zu verbessern, ist ein Streustrahlenraster 5 vorgesehen, der zwischen dem Objekt 3 und dem Detektor 4 angeordnet ist. Der Streustrahlenraster 5 weist Strahlenkanäle 6 auf, die von einer Grundstruktur 7 begrenzt sind. Die Grundstruktur 7 ihrerseits bildet eine Absorptionsstruktur, mittels welcher die darauf treffende Sekundärstrahlung 2b absorbiert wird.
- Wie Fig. 1 zeigt sind die Strahlenkanäle 6 in Richtung der Röntgenquelle 1 fokussiert, also ausgerichtet. Eintreffende Primärstrahlung 2b tritt wie Fig. 1 anschaulich zeigt auf geradlinigem Weg durch das Streustrahlenraster 5 auf den Detektor 2, alle andere, unter einem Winkel dazu stehende Strahlung wird vom Streustrahlenraster 5 absorbiert oder erheblich geschwächt.

- Ähnlich sind die Verhältnisse bei der Bildaufnahme im Rahmen der Nuklearmedizin. In ein Organ 3a eines Untersuchungsobjekts 3 ist ein nicht näher gezeigtes, Gammastrahlen emittierendes Mittel eingebracht, das sich dort anreichert und bei seinem Zerfall Gammaquanten 8a und - bedingt durch eine Streuung im Organ 3a bzw. im Objekt 3 - auch Gammaquanten 8b als Streustrahlung emittiert. Über einen Kollimator 5 gelangt die Primärstrahlung in Form der Quanten 8a direkt zum Detektor 4, während die unter einem Winkel stehende Sekundärstrahlung in Form der Gammaquanten 8b vom Kollimator 5 absorbiert wird.
- Fig. 3 zeigt in Form einer Prinzipskizze die Herstellung eines erfindungsgemäßen Streustrahlenrasters unter Verwendung einer Rapid Prototyping Technik, primär auf Basis der Stereo-

lithographie. Ein Laserstrahl 9 wird auf die Oberfläche eines in einem Behältnis 10 befindlichen, UV-vernetzbaren Polymers 11 gerichtet. Der Laserstrahl 9 wird, wie durch den Doppelpfeil A angegeben ist, über die Oberfläche bewegt, wobei der 5 Bewegungssteuerung, die über einen geeigneten Steuerungscomputer erfolgt, ein dreidimensionales Volumenmodell der zu erstellenden Grundstruktur 7 zugrunde liegt. Über den sich bewegenden Laserstrahl 9 wird nun quasi das Muster der zu erzeugenden Grundstruktur 7 in das Polymerharz 11 geschrieben, 10 was dazu führt, dass sich eine entsprechende Harzschicht je nach geschriebenem Muster verfestigt. Diese Harzschicht baut sich auf einer Plattform 12 auf, die nach "Schreiben" der ersten Ebene, wie durch den Doppelpfeil B dargestellt ist, abgesenkt wird, wonach die zweite Strukturschicht geschrieben 15 wird. Es liegt auf der Hand, dass durch den Laser sehr feine, filigrane Strukturen geschrieben werden können, insbesondere bedingt durch die gute Fokussierbarkeit des Lasers, so dass sich auch sehr dünnwandige Strukturen mit beliebiger Konfiguration realisieren lassen. Die Grundstruktur 7 kann dabei 20 entweder direkt auf der Plattform 12 oder auf einer nicht näher dargestellten Trägerplatte aufgebaut werden.

Fig. 4 zeigt einen erfindungsgemäßen Streustrahlenraster 5 bzw. einen erfindungsgemäßen Kollimator 5 im Schnitt, anhand 25 ihr ist auch dem Grunde nach sein Herstellungsverfahren erkennbar. Wie bereits bezüglich Fig. 3 beschrieben wird die Grundstruktur 7 durch lokales Härteln des Polymerharzes gebildet. Nach Fertigstellen der Grundstruktur 7 wird diese mit einem absorbierenden Material beschichtet, das sich innerhalb 30 der Strahlenkanäle 6 an den Innenseiten der die Grundstruktur bildenden Elemente 7 abscheidet, wobei die Innenseiten die Strahlenkanäle 6 definieren. Ersichtlich sind die Innenseiten mit der absorbierenden Schicht 13 belegt. Die Beschichtung kann galvanisch und/oder durch Sputtern aufgebracht werden. 35 Um die Transparenz der Grundstruktur 7, die aus einem strahlungstransparenten Polymer besteht, wieder herzustellen, ist es vorteilhaft, die Stirnseiten der Elemente 7a wieder frei-

zulegen, was z.B. durch chemisches Ätzen der dort befindlichen Absorptionsschicht oder aber mechanisch erfolgen kann. Das bedeutet, dass die Elemente 7a aufgrund ihrer Strahlungstransparenz ebenfalls Durchgangskanäle für die Primärstrahlung bilden, die eigentliche Absorption findet ausschließlich an der sehr dünnen (ca. 5 $\mu$ m), absorbierenden Schicht 13 statt. Abhängig von der konkreten Ausbildung bzw. Anordnung des auf diese Weise hergestellten Streustrahlenrasters kann dieses nun entweder auf den Detektor 7 unmittelbar aufgebracht, beispielsweise aufgeklebt werden, es wird also eine feste Anordnung gebildet. Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, dass das Streustrahlenraster oder der Kollimator auch separat zum Detektor 4 angeordnet wird, worauf nachfolgend noch eingegangen wird.

15

Fig. 5 zeigt eine Aufsicht auf das Streustrahlenraster aus Fig. 4, wobei hier der Einfachheit halber jedes Element 7a mit seiner beidseitigen Beschichtung 13 in Form einer einfachen Linie dargestellt ist. Die dort gezeigte Grundstruktur 7 bildet in ihrer Gesamtheit eine Absorptionsstruktur 14, bestehend aus der Grundstruktur 7 mit den aufgebrachten Beschichtungen 13. Jeweils vier Elemente 7a mit ihren Innenflächenbeschichtungen bilden eine zellenartige Struktur 15, wobei ersichtlich die Absorptionsstruktur 14 aus einer beliebigen Vielzahl derartiger zellenartigen Strukturen 15 besteht. Ersichtlich stehen die steg- oder wandartigen Elemente 7a unter einem Winkel von ungleich 90° zueinander. Jede zellenartige Struktur besitzt die Form eines Rhombus. Es werden zwei Rhombustypen unterschieden, nämlich der Typ I und der Typ II. Beim Rhombustyp I betragen die beiden kleinen Winkel 72° und die beiden großen Winkel 108°, während beim Rhombentyp II die beiden kleinen Winkel 36° und die beiden großen Winkel 144° betragen. Die Elemente 7a bzw. die einzelnen zellenartigen Strukturen 15 sind nun derart bezüglich einander angeordnet, dass sich insgesamt über die Fläche der Absorptionsstruktur 14 ein regelloses, aperiodisches Muster ergibt, d.h. es findet sich keinerlei Symmetrie bzw. kein Symmetriezentrum über

die Strukturfläche. Keine der zellenartigen Strukturen 15 ist rechteckig. Neben dem beschriebenen Muster sind auch andere Muster und polygone Formen der Strukturen 15 denkbar, solange die Aperiodizität der resultierenden Gesamtstruktur gegeben 5 ist. Durch die Herstellung der Absorptionsstruktur mit Rapid Prototyping ist die Erzeugung beliebiger Strukturen/Formen einfach möglich.

Wie Fig. 5 zeigt, steht die Absorptionsstruktur 14 in keiner-  
10 lei Lagebeziehung zu den Detektorelementen 16 des Strahlungs-  
detektors 4, dem die Absorptionsstruktur 14 zugeordnet ist.  
Die Detektorelemente 16 sind matrixförmig angeordnet, wobei  
in Fig. 5 die Detektorelemente 16 lediglich gestrichelt dar-  
gestellt sind. Bekanntermaßen setzt sich jedes Detektorele-  
15 ment 16 aus einem strahlungsempfindlichen Detektorbereich und  
strahlungsunempfindlichen Zwischenbereichen zwischen zwei  
Elementen zusammen. Die Detektorelemente 16 werden auch als  
Pixel bezeichnet. Ein Detektor 4 kann beispielsweise 3000 x  
3000 Pixel (Detektorelemente) mit einer Abmessung von 143 x  
20 143 µm aufweisen. Im strahlungsunempfindlichen Zwischenbe-  
reich befindet sich jeweils ein einem Detektorelement zuge-  
ordnetes Schaltelement, z.B. ein TFT-Transistor. Der Aufbau  
eines solchen Matrix-Detektors ist an und für sich bekannt,  
so dass hierauf nicht näher eingegangen werden muss. Was je-  
25 doch anhand Fig. 5 deutlich ist, ist, dass die Absorptions-  
struktur 14, die ein Penrose-Muster aufweist, aufgrund ihrer  
Aperiodizität und Unsymmetrie sich nicht an der Pixel- oder  
Detektorelementanordnung des Detektors 4 orientiert, sondern  
völlig regellos diesbezüglich angeordnet ist. Es kommt  
30 zwangsläufig zu Überdeckungen der aktiven Pixelfläche durch  
die wand- oder stegartigen Elemente 7a. Aufgrund der Strah-  
lungstransparenz der Elemente 7a ist dies jedoch insoweit  
nicht störend, als die auftreffende Primärstrahlung die Ele-  
mente 7a durchdringen kann, während Sekundärstrahlung über  
35 die die Elemente 7a seitlich belegende absorbierende Be-  
schichtung 13 absorbiert wird. Aufgrund der Regellosigkeit  
der Absorptionsstruktur 14 ergeben sich keine störenden In-

terferenzen zwischen der Detektormatrix und der Absorptionsstruktur 14, so dass Moiré-Erscheinungen bei dem detektorseitig ausgelesenen Bild vermieden werden.

5 Fig. 7 zeigt schließlich eine Anordnung 17, bestehend aus einem Streustrahlenraster oder Kollimator 5 und einem Detektor 4, die beide voneinander getrennt angeordnet sind. Der Streustrahlenraster/Kollimator 5 wie auch der Detektor 4 können dabei während der Bildaufnahme unbewegt bleiben, das  
10 heißt sie werden zum Verwischen von Rasterabbildungen nicht bezüglich einander verschoben, was primär durch Bewegen des Rasters/Kollimators erfolgen würde. Dies ist aufgrund der Aperiodizität des Absorptionsstrukturaufbaus des erfindungsgemäßen Streustrahlenrasters/Kollimators auch nicht unbedingt  
15 erforderlich. Gleichwohl besteht die Möglichkeit, wie durch den Doppelpfeil C angedeutet ist, den Raster/Kollimator bezüglich des feststehenden Detektors 4 zu verschieben.

Fig. 7 zeigt schließlich eine weitere Anordnung 18, bei welcher der Streustrahlenraster/Kollimator 5 fest mit dem Detektor 4 verbunden ist. Beide bilden also eine unlösbare Einheit. Sie werden zweckmäßigerweise miteinander verklebt. Dies ist ohne großen Aufwand möglich, da man bezüglich der Ausrichtung des Streustrahlenrasters/Kollimators 5 bezüglich der Detektorelementmatrix des Detektors 4 aufgrund der Aperiodizität und Regellosigkeit des Musters der Absorptionsstruktur 14 frei ist, das heißt das Raster kann in einer beliebigen Position bezüglich der Detektormatrix angeordnet werden, und man muss nicht darauf achten, dass die Elemente 7a deckungsgleich zu den nicht strahlungssensitiven Zwischenbereichen  
30 der Detektormatrix verlaufen.

## Patentansprüche

1. Streustrahlenraster oder Kollimator zur Absorption von durch ein Objekt gestreuter Sekundärstrahlung, der eine Absorptionsstruktur bestehend aus einer Vielzahl von wand- oder stegartigen Elementen aufweist, wobei jeweils mehrere Elemente eine zellenartige Struktur mit einem seitlich umschlossenen Strahlenkanal für Primärstrahlung bilden, dadurch gekennzeichnet, dass die Elemente (7a) und damit die zellenartigen Strukturen (15) derart angeordnet bzw. geformt sind, dass die Absorptionsstruktur (14) ein regelloses, aperiodisches Muster aufweist.
2. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwei benachbarte Elemente (7a) jeweils einen Winkel ungleich  $90^\circ$  zueinander einnehmen.
3. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass jeweils vier Elemente (7a) eine zellenartige Struktur (14) in Form eines Rhombus bilden.
4. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zwei unterschiedliche Rhombentypen (I, II) mit jeweils zwei unterschiedlichen Winkeln zwischen zwei Elementen (7a) vorgesehen sind.
5. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Absorptionsstruktur (14) ein Penrose-Muster aufweist.
6. Streustrahlenraster oder Kollimator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Absorptionsstruktur (14) durch Stereolithographie mit Rapid Prototyping Technik erzeugt ist.

7. Streustrahlenraster oder Kollimator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die wand- oder stegartigen Elemente  
5 (7a) aus einem für Röntgen- oder Gammastrahlung transparenten Material bestehen, wobei die Innenflächen der Elemente (7a) mit einer die Sekundärstrahlung absorbierenden Beschichtung (13), insbesondere einer Bleibeschichtung versehen sind.
- 10 8. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Elemente (7a) aus einem Kunstharz bestehen.
- 15 9. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Beschichtung (13) aufgesputtert oder galvanisch abgeschieden ist.
- 20 10. Anordnung aus einem Strahlungsdetektor, insbesondere einem Röntgen- oder Gammadetektor (4) und einem Streustrahlenraster (5) oder Kollimator (5), wobei der Streustrahlenraster oder der Kollimator (5) nach einem der Ansprüche 1 bis 9 ausgebildet ist.
- 25 11. Anordnung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlungsdetektor (4) matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordnete Detektorelemente (16) aufweist.
- 30 12. Anordnung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (5) oder der Kollimator (5) vom Strahlungsdetektor (4) getrennt angeordnet sind, wobei sowohl der Streustrahlenraster (5) bzw. der Kollimator (5) als auch der Strahlungsdetektor (4) zumindest während der Strahlungsbildaufnahme unbewegbar sind.

13. Anordnung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (5) oder der Kollimator (5) bezüglich des feststehenden Strahlungsdetektors (4) bewegbar, insbesondere verschiebbar ist.

14. Anordnung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (5) oder der Kollimator (5) fest mechanisch mit dem Strahlungsdetektor (4) verbunden ist.

15. Anordnung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (5) oder der Kollimator (5) direkt oder über eine Zwischenschicht mit dem Strahlungsdetektor (4) verbunden ist.

**Zusammenfassung****Streustrahlraster oder Kollimator**

- 5 Streustrahlraster oder Kollimator zur Absorption von durch ein Objekt gestreuter Sekundärstrahlung, der eine Absorptionsstruktur, bestehend aus einer Vielzahl von wand- oder stegartigen Elementen aufweist, wobei jeweils mehrere Elemente eine zellenartige Struktur mit einem seitlich umschlossenen Strahlenkanal für Primärstrahlung bilden, wobei die Elemente (7a) und damit die zellenartigen Strukturen (15) derart angeordnet bzw. geformt sind, dass die Absorptionsstruktur (14) ein regelloses, aperiodisches Muster aufweist.

15

FIG. 5

FIG 1

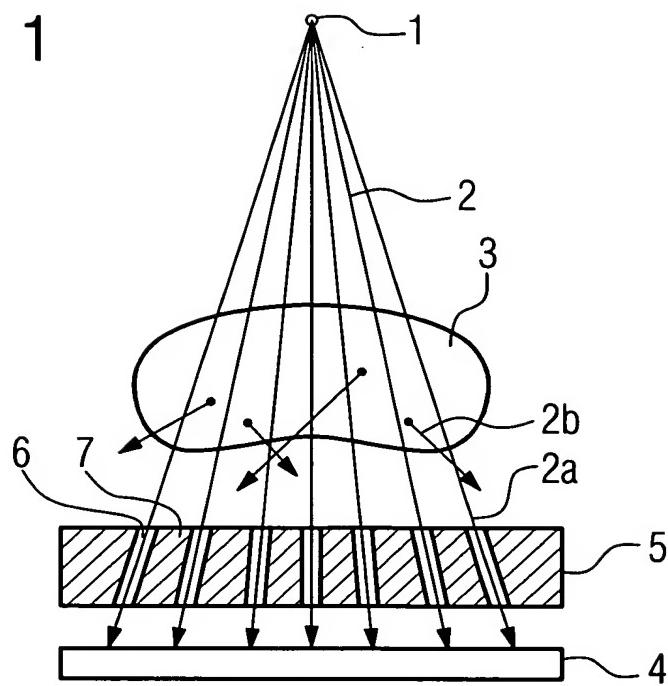


FIG 2

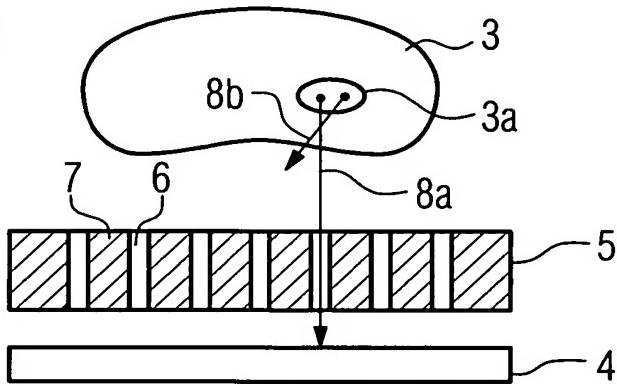
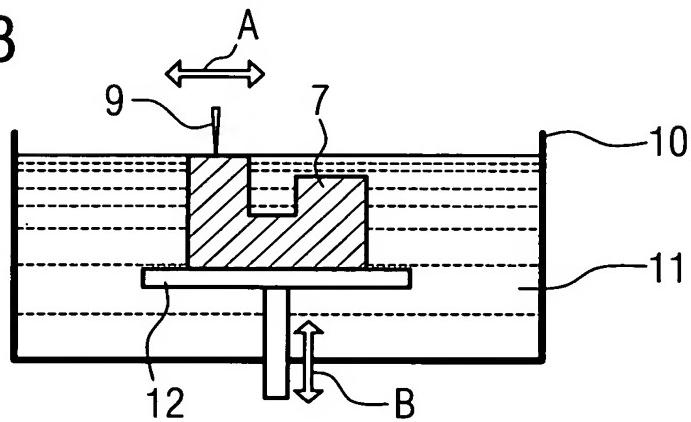
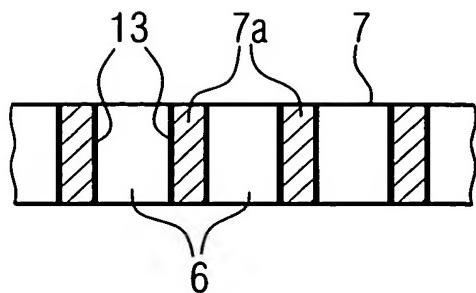
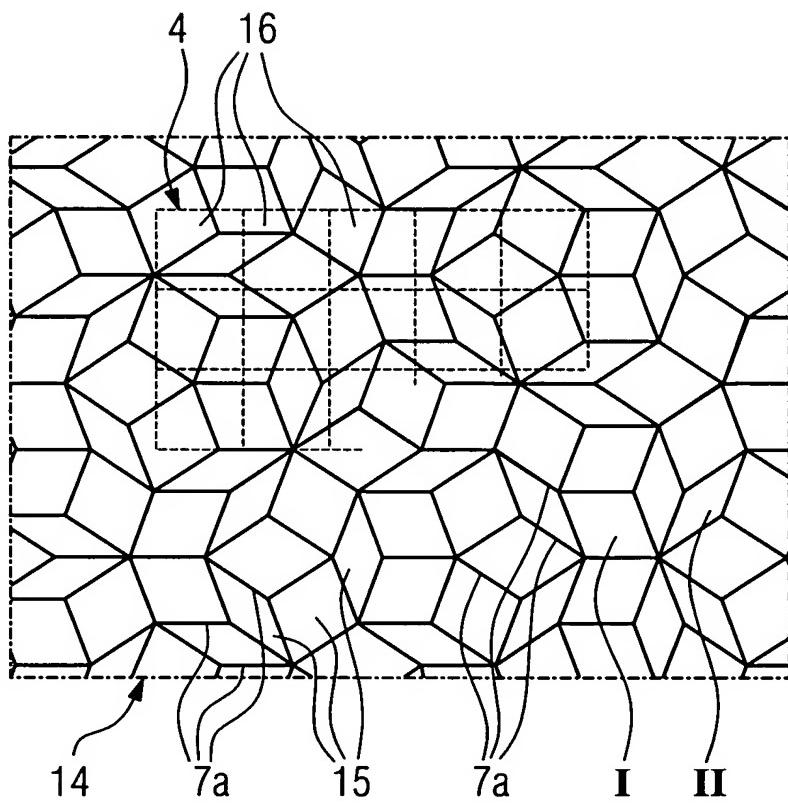
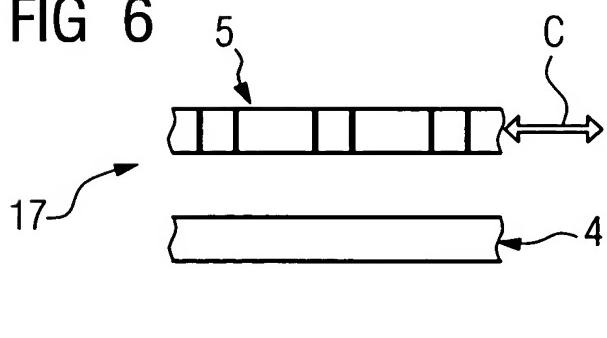
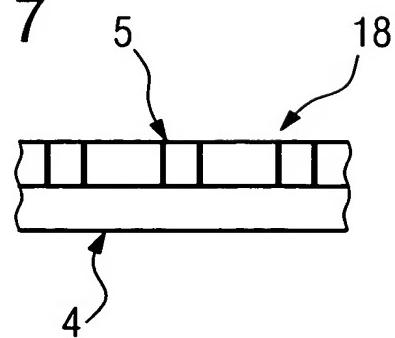


FIG 3



**FIG 4****FIG 5****FIG 6****FIG 7**

**Description**

5 Antiscatter grid or collimator, and a method of production

The present invention relates to a method for producing an antiscatter grid or collimator, in particular for x- or gamma radiation, and to an antiscatter grid or 10 collimator which can be produced using the method.

In radiography, stringent requirements are currently placed on the image quality of the x-ray images. In such images, as are taken especially in medical x-ray 15 diagnosis, an object to be studied is exposed to x-radiation from an approximately point radiation source, and the attenuation distribution of the x-radiation is registered two-dimensionally on the opposite side of the object from the x-ray source. Line-by-line 20 acquisition of the x-radiation attenuated by the object can also be carried out, for example in computer tomography systems. Besides x-ray films and gas detectors, solid-state detectors are being used increasingly as x-ray detectors, these generally having 25 a matricial arrangement of optoelectronic semiconductor components as photoelectric receivers. Each pixel of the x-ray image should ideally correspond to the attenuation of the x-radiation by the object on a straight axis from the point x-ray source to the 30 position on the detector surface corresponding to the pixel. X-rays which strike the x-ray detector from the point x-ray source in a straight line on this axis are referred to as primary beams.

35 The x-radiation emitted by the x-ray source, however, is scattered in the object owing to inevitable interactions, so that, in addition to the primary beams, the detector also receives scattered beams, so-called secondary beams. These scattered beams, which,

depending on the properties of the object, can cause up to 90% or more of the total signal response of an x-ray detector in diagnostic images, constitute an additional noise source and therefore reduce the identifiability  
5 of fine contrast differences. This substantial disadvantage of scattered radiation is due to the fact that, owing to the quantum nature of the scattered radiation, a significant additional noise component is induced in the image recording.

10

In order to reduce the scattered radiation components striking the detectors, so-called antiscatter grids are therefore interposed between the object and the detector. Antiscatter grids consist of regularly  
15 arranged structures that absorb the x-radiation, between which transmission channels or transmission slits for minimally attenuated transmission of the primary radiation are formed. These transmission channels or transmission slits, in the case of focused  
20 antiscatter grids, are aligned with the focus of the x-ray tube according to the distance from the point x-ray source, that is to say the distance from the focus. In the case of unfocused antiscatter grids, the transmission channels or transmission slits are  
25 oriented perpendicularly to the surface of the antiscatter grid over its entire area. However, this leads to a significant loss of primary radiation at the edges of the image recording, since a sizeable part of the incident primary radiation strikes the absorbing  
30 regions of the antiscatter grid at these points.

In order to achieve a high image quality, very stringent requirements are placed on the properties of x-ray antiscatter grids. The scattered beams should, on  
35 the one hand, be absorbed as well as possible, while on the other hand, the highest possible proportion of primary radiation should be transmitted unattenuated through the antiscatter grid. It is possible to achieve

a reduction of the scattered beam component striking the detector surface by a large ratio of the height of the antiscatter grid to the thickness or diameter of the transmission channels or transmission slits, that  
5 is to say by a high aspect ratio. The thickness of the absorbing structure elements or wall elements lying between the transmission channels or transmission slits, however, can lead to image perturbations by absorption of part of the primary radiation.  
10 Specifically when solid-state detectors are used, inhomogeneities of the grids, that is to say deviations of the absorbing regions from their ideal position, cause image perturbations by projection of the grids in the x-ray image. For example, in the case of  
15 matricially arranged detector elements, there is a risk of projection of the structures of detector elements and antiscatter grids mutually interfering. Perturbing moiré phenomena can thereby arise.

20 A particular disadvantage of all known antiscatter grids is that the absorbing structure elements cannot be made arbitrarily thinly and precisely, so that a significant part of the primary radiation is always removed by these structure elements.  
25 The same problem occurs in nuclear medicine, especially when using gamma cameras, for example Anger cameras. With this recording technique also, as with x-ray diagnosis, it is necessary to ensure that the fewest  
30 possible scattered gamma quanta reach the detector. In contrast to x-ray diagnosis, the radiation source for the gamma quanta lies inside the object in the case of nuclear diagnosis. In this case, the patient is injected with a metabolic preparation labeled with  
35 particular unstable nuclides, which then becomes concentrated in a manner specific to the organ. By detecting the decay quanta correspondingly emitted from the body, a picture of the organ is then obtained. The

profile of the activity in the organ as a function of time permits conclusions about its function. In order to obtain an image of the body interior, a collimator that sets the projection direction of the image needs 5 to be placed in front of the gamma detector. In terms of functionality and structure, such a collimator corresponds to the antiscatter grid in x-ray diagnosis. Only the gamma quanta dictated by the preferential direction of the collimator can pass through the 10 collimator, and quanta, incident obliquely to it are absorbed in the collimator walls. Because of the higher energy of gamma quanta compared with x-ray quanta, collimators need to be made many times higher than antiscatter grids for x-radiation.

15

For instance, scattered quanta may be deselected during the image recording by taking only quanta with a particular energy into account in the image. However, each detected scattered quantum entails a dead time in 20 the gamma camera of, for example, one microsecond, during which no further events can be registered. Therefore, if a primary quantum arrives shortly after a scattered quantum has been registered, it cannot be registered and it is lost from the image. Even if a 25 scattered quantum coincides temporally - within certain limits - with a primary quantum, a similar effect arises. Since the evaluation electronics can then no longer separate the two events, too high an energy will be determined and the event will not be registered. Both said situations explain how highly effective 30 scattered beam suppression leads to improved quantum efficiency in nuclear diagnosis as well. As the end result, an improved image quality is thereby achieved for equal dosing of the applied radionuclide or, for 35 equal image quality, a lower radionuclide dose is made possible, so that the patient's beam exposure can be reduced and shorter image recording times can be achieved.

There are currently various techniques for producing antiscatter grids for x-radiation and collimators for gamma radiation. For instance, lamellar antiscatter 5 grids are known, which are made up of lead and paper strips. The lead strips are used for absorption of the secondary radiation, while the paper strips lying between the lead strips form the transmission slits for the primary radiation. However, the limited precision 10 when producing such antiscatter grids, as well as the fact that the thickness of the lead lamellae cannot be reduced further, entail, on the one hand, an undesired loss of primary radiation and, on the other hand, in the case of matricially arranged detector elements of a 15 solid-state detector, problems in the image quality due to moiré stripes and/or grid stripes.

Collimators for gamma cameras are generally produced from mechanically folded lead lamellae. This is a 20 relatively cost-efficient solution, although it has the disadvantage that, in particular when using solid-state cameras with matricially arranged detector elements, for example in the case of cadmium-zinc telluride detectors, perturbing aliasing effects can arise 25 because the structure of these collimators is then relatively coarse.

For producing antiscatter grids for x-radiation, US 5,814,235 A discloses a method in which the 30 antiscatter grid is constructed from individual thin metal film layers. The individual metal film layers consist of a material that strongly absorbs the x-radiation, and they are photolithographically structured with corresponding transmission holes. To 35 that end, a photoresist needs to be applied on both sides of the respective film and exposed through a photomask. This is followed by an etching step, in which the transmission holes are etched into the film

material. After the remaining photoresist layer has been removed, an adhesion layer is applied to the etched metal films. The metal films are then positioned exactly above one another and are joined together to form the antiscatter grid. The structure is consolidated by a subsequent heat treatment. In this way, it is possible to produce cellular antiscatter grids with air gaps as transmission channels, which are suitable for applications in mammography and general radiography. In this case, the photolithographic etching technique permits more precise definition of the absorbing and nonabsorbing regions inside the antiscatter grid than is possible with lead lamellae. By using different masks from one metal film to another - in each case with transmission holes that are mutually offset slightly - it is also possible to produce focused antiscatter grids by using this technique. However, an antiscatter grid for x-radiation needs a large number of such metal film layers, which in turn require a large number of different masks and production steps. The method is therefore very time-consuming and cost-intensive.

US 6,185,278 B1 discloses a further method for producing an antiscatter grid for x- and gamma rays, in which individual metal films are likewise photolithographically etched and laminated above one another. In this method, however, in order to produce a focused antiscatter grid, groups of metal film layers with exactly the same arrangement of the transmission holes are assembled together, and only the individual groups have transmission holes arranged mutually offset. This technique reduces the number of photolithographic masks necessary for producing the antiscatter grid.

A further method for producing an antiscatter grid for x-radiation is disclosed by US 5,303,282. This method

uses a substrate made of photosensitive material, which is exposed by using a photomask according to the transmission channels to be produced. The channels are then etched from this substrate according to the 5 exposed regions. The surface of the substrate, as well as the inner walls of the transmission channels, are coated with a sufficient thickness of a material that absorbs the x-radiation. In order to increase the aspect ratio, a plurality of such prepared substrates 10 are optionally stacked above one another. Similar production techniques for producing cellular antiscatter grids for x-radiation are described in EP 0 681 736 B1 or US 5,970,118 A. Etching transmission channels into thicker substrates, however, leads to a 15 loss of precision of the channel geometry.

The publication by G. A. Kastis et al., "A Small-Animal Gamma-Ray Imager Using a CdZnTe Pixel Array and a High Resolution Parallel Hole Collimator" discloses a method 20 for producing a cellularly constructed collimator for gamma radiation. In this case as well, the collimator is produced from laminated layers of metal films, here made of tungsten, which are photochemically etched. This production method is therefore also very elaborate 25 and cost-intensive.

Post-published DE 101 47 947 describes a method for producing an antiscatter grid or collimator using the technique of rapid prototyping. In this method, the 30 geometry of the transmissive and the nontransmissive regions of the antiscatter grid or collimator is set first. Next, by means of a rapid prototyping technique through layer-wise solidification of a structural material under the action of radiation, a base body is 35 constructed according to the geometry of the transmissive regions, and is coated with a material which strongly absorbs x- or gamma radiation on the inner surfaces of the transmission channels formed and

on the front and rear surfaces. The layer thickness is selected in this case such that incident secondary radiation is virtually completely absorbed in this layer.

5

By using a rapid prototyping technique when constructing the base body, very filigree structures can be produced with very high accuracy. The base body can be produced very simply in this way, without 10 needing to perform a large number of elaborate method steps. In this method, the structures, particularly the intermediate walls or webs, forming the absorbing regions, between the transmission channels can be realized in a simple way with a thickness of 15 approximately 60 - 200  $\mu\text{m}$ . The production of intermediate walls with thicknesses below 60  $\mu\text{m}$  continues, however, to require substantial outlay. On the other hand, absorbing intermediate walls with a thickness of 60 - 200  $\mu\text{m}$  lead to an unfavorable primary 20 beam transparency of the antiscatter grid or collimator.

On the basis of this prior art, it is the object of the present invention to specify a method for producing an 25 antiscatter grid or collimator with a high aspect ratio and increased primary beam transparency, which requires low manufacturing outlay. Furthermore, the present invention is intended to provide an antiscatter grid or collimator with high primary beam transparency which 30 can be produced using the method.

The object is achieved by the methods and the antiscatter grid or collimator as claimed in patent claims 1, 2 and 11. Advantageous refinements of the 35 methods and of the antiscatter grid or collimator are the subject matter of the subclaims or can be gathered from the following description and the exemplary embodiments.

In one alternative of the present method for producing an antiscatter grid or collimator for a radiation type, in particular for x-radiation or gamma radiation, which  
5 is formed from a base body of predetermined geometry having transmission channels for primary radiation of the radiation type which extend between two opposite surfaces of the base body, after the setting of the geometry of the base body, this base body is  
10 constructed according to the set geometry by means of a rapid prototyping technique through layer-wise solidification of a structural material under the action of radiation. A material which is substantially transmissive to the radiation type for which the  
15 antiscatter grid or collimator is used is selected as structural material. After the completion of the base body, the inner surfaces, situated in the transmission channels, of the base body are coated with a material, which strongly absorbs the radiation type, up to a  
20 layer thickness which suffices to virtually completely absorb incident secondary radiation of the radiation type. The opposite surfaces of the base body present outside the transmission channels are in this case either not coated, or are aftertreated in such a way  
25 that they do not bear a coating or bear a coating of greatly reduced layer thickness made from the material strongly absorbing the radiation type.

The second alternative of the present method differs  
30 from the first alternative solely in that the rapid prototyping technique is used not for constructing the base body but for constructing a molding from which the base body is formed by single or multiple replication. A material which is substantially transmissive to the  
35 radiation type is selected here too as material of the base body. The coating of the base body is performed in the same way as in the first alternative of the method.

By using a rapid prototyping technique when constructing the base body, very filigree structures can be produced with very high accuracy as in the case of the post-published document specified in the  
5 introduction. The base body can be produced very easily in this way, without needing to carry out a multiplicity of elaborate method steps, and so the overall production process, up until the finished antiscatter grid or collimator is obtained, is hence  
10 greatly simplified by comparison with the other known methods of the prior art, and can be realized more cost-effectively.

The result of coating solely the inner surfaces of the  
15 base body in the transmission channels with the material which strongly absorbs the radiation type, and/or of removing, or greatly reducing the layer thickness of, this coating on the two mutually opposite surfaces of the base body, that is to say at the end faces of the intermediate walls of the antiscatter grid or collimator that are formed, is a substantially increased primary beam transparency, this being so since the material of the base body is substantially transmissive to the respective radiation type, that is  
20 to say the primary radiation is not attenuated or is so only to a slight extent, preferably only less than approximately 8%/mm for mammographic applications and less than approximately 2%/mm for radiographic applications. The primary beam transparency of the  
25 antiscatter grid or collimator is thus very slight even in the case of a thickness of the intermediate walls above 60  $\mu\text{m}$ . These intermediate walls form additional transmission channels for the radiation, and so the effective thickness of the nontransmissive regions of  
30 the antiscatter grid or collimator is given solely by the thickness of the absorbing layer in the transmission direction. In this way, antiscatter grids of size 24  $\times$  30  $\text{cm}^2$  for mammography and of size  
35

43 × 43 cm<sup>2</sup> in other fields of radiography can be realized with a very high primary beam transparency, for example using simple means of stereolithography as preferred rapid prototyping technique. A primary 5 transparency not so far reached results from exposing or keeping free the end faces of the intermediate walls of the strongly absorbing layer. Consequently, it is also possible to use thicker wall thicknesses of the intermediate walls of the base body which are formed 10 between the transmission channels. This is attended by a few additional advantages. Thus, it is possible to use a more cost-effective stereolithographic apparatus to produce the antiscatter grid or collimator. This results in an enhanced reliability of fabrication, 15 because small variations in the focal size of the laser can be tolerated more readily than in the case of very thin intermediate walls. Furthermore, a base body with thicker intermediate walls is of greater strength, and so the subsequent mounting steps are of a simpler 20 nature and the lifetime of the antiscatter grid or collimator is increased. Given the same center-to-center spacing of the transmission channels, the result is a greater suppression of the scattered radiation than in the realization with thinner intermediate 25 walls, since the channels are narrower given thicker intermediate walls, and so the aspect ratio is increased. Again, the intermediate walls themselves act in the case of an antiscatter grid or collimator produced using the present method as an active part of 30 the grid when the end faces are completely exposed. In this region, the aspect ratio is even increased further because of the wall thicknesses, which are thin by comparison with the diameter of the transmission channels, the result being a further rise in the grid 35 selectivity.

In the rapid prototyping technique, 3D CAD designs, here the geometry of the base body, are converted into

volume data in the CAD system. The 3D volume model for the rapid prototyping is then divided into cross sections in a computer. The cross sections have a layer thickness of 100  $\mu\text{m}$  or less. After the data have been 5 sent to a rapid prototyping system, the original shape is built up layer by layer. The present method in this case uses a rapid prototyping technique in which the layer construction is carried out by the action of radiation, in particular laser radiation. Laser 10 radiation, specifically, offers the advantage of producing very filigree structures in this case.

The base body of the antiscatter grid or collimator may either be produced directly by the rapid prototyping 15 process or from a molding, made using this process, by single or multiple replication. Suitable replication processes are known to the person skilled in the art, and can be carried out simply and cost-effectively.

20 The antiscatter grids or collimators that can be produced by the present methods may have arbitrary geometries of the transmissive regions for the scattered radiation, or secondary radiation, to be correspondingly absorbed. For instance, all the 25 geometries known from the prior art, for example cellular structures or structures with slit transmission holes, may be produced. In particular, there is no difference in the production technology irrespective of whether focused or parallel antiscatter 30 grids or collimators are produced. For producing antiscatter grids or collimators with a different focal length, no changes need to be made to any of the masks during production.

35 The production technique for producing an antiscatter grid for x-radiation is no different from the production technique for producing a collimator for gamma quanta. Merely the materials used for producing

the base body and the absorbing coating may differ. Furthermore, a gamma collimator is produced with a height increased many times compared with an antiscatter grid for x-radiation.

5

In a preferred embodiment of the present method, the technique of stereolithography is used for constructing the base body or the molding. In this method, a computer-controlled UV laser beam forms the respective contours of the individual layers of the 3D volume model of the base body or molding on a liquid polymer resin. The resin is cured under the action of the laser at the exposed points or areas. The component platform of the system is then lowered, and a new thin layer of photopolymer resin is applied. By repeating these steps, the complete geometry of the base body is successively constructed from the bottom upward. The component produced in this way can then be further hardened and mechanically processed further.

10

Besides stereolithography as a rapid prototyping technique for making the base body or the molding, it is also possible to use the technique of microstereolithography. In this technique, each layer is exposed by single exposure by using a pattern - corresponding to the regions to be exposed. In this case, for example, micromirror arrays may be used for producing the patterns that differ from layer to layer, as is known from the prior art.

15

It is furthermore possible to use the method of selective laser sintering or laser melting for making the base body or molding. This technique involves a method of local fusion or melting of starting material in powder form by a CO<sub>2</sub> laser. The material is built up layer-wise on a construction platform. The laser beam is controlled along the component cross section of the respective layer by using the data of the 3D volume

model. The processing or solidification of a layer thickness of about 0.1 to 0.2  $\mu\text{m}$  is carried out layer by layer. When the construction platform is lowered, the powder container provides the powder quantity for a further layer, and this is distributed using a corresponding leveler element. The energy delivered by the laser is absorbed by the powder and leads to local solidification of the material.

10 In an embodiment of the present method, a molding is constructed according to the geometry of the transmission channels. In this case, it is necessary to construct the molding on a support plate that can be removed from the construction platform, or to make this support plate as a constituent part of the molding by means of the rapid prototyping technique. The gaps resulting in the molding are subsequently filled with a material which is substantially transparent to the radiation type and which forms the base body after curing. The base body and molding are subsequently separated, and the base body is provided appropriately with the coating which strongly absorbs the radiation type.

25 In a further embodiment, a molding is constructed according to the geometry of the base body. This molding is subsequently replicated so that a negative mold is obtained. In this negative mold, corresponding to the previous exemplary embodiment, the gaps are then filled with a material which is substantially transparent to the radiation type, and the base body thereby produced is appropriately coated.

35 The coating with the material strongly absorbing the respective radiation type can be performed by sputtering, electroplating or vapor deposition, for example. The technique of sputtering has the particular advantage that the coating material is deposited very

effectively even on the inner surfaces of the base body in the transmission channels. The technique of electroplating can be used, for example, in conjunction with sputtering. In this case, a conductive starting 5 layer is applied by sputtering and is then thickened by the electroplating process. The use of an electrically conductive polymer as material of the base body is also possible with the present method, it then being possible for the coating to be applied directly by an 10 electroplating process. It goes without saying that the present method is independent of the coating process respectively used. Rather, it is possible to make use of all the techniques known to the person skilled in the art and suitable for applying coating material on 15 the inner surfaces of the base body in the transmission holes.

Keeping free or uncovering the two surfaces of the base body from the absorbing coating can be achieved by 20 means of different measures. Thus, on the one hand, the deposition of the strongly absorbing material can be prevented during the coating process by masking these surfaces. This can be performed, on the one hand, by masking the surfaces to be kept free with the aid of 25 movable masks or by applying a coat which can subsequently be removed, for example a layer which can be removed thermally or chemically. However, it is preferred for the coating to be applied to these surfaces and subsequently removed again by means of a 30 suitable aftertreatment. Chemical processes can be used for the subsequent removal of the absorbing material. Thus, the absorption layer can be removed again, for example, with the aid of an acid, such as hydrochloric acid, acetic acid, other organic carboxylic acids, 35 methanesulfonic acid or tetrafluoroboric acid. It is also possible to use mechanical removal, for example by abrading or emerying, or to use a chemical-mechanical process.

A coating firstly applied to these two surfaces should thereby be removed again as completely as possible. Of course, however, an improvement in the primary beam transparency is also achieved in the case of the present method when the thickness of this coating is substantially reduced, that is to say to a layer thickness of 10% or less of the original layer thickness. The result of this in each case is that when the antiscatter grid or collimator is used in imaging medical technology the primary radiation in the region of the intermediate walls - even though possibly slightly attenuated by the relatively high transmission of the material of the base body - makes a contribution to constructing the image.

The present antiscatter grid or collimator, which can be produced using the methods presented, consequently comprises a base body of predeterminable geometry having transmission channels for primary radiation of the respective radiation type which extend between two opposite surfaces of the base body. The base body is formed from a first material which is substantially transmissive to the radiation type. Inner surfaces of the base body in the transmission channels are coated with a second material, which strongly absorbs the radiation type, up to a layer thickness which suffices to absorb virtually completely incident secondary radiation of the radiation type. The opposite surfaces of the base body are not coated, or bear only a coating of greatly reduced layer thickness made from the second material which strongly absorbs the radiation type.

The present method will be explained again briefly below with the aid of exemplary embodiments in conjunction with the drawings, without restricting the general inventive concept.

Figure 1 schematically shows the action of an antiscatter grid when recording x-ray images of an object;

5 figure 2 schematically shows the situation when using a collimator during the nuclear medical recording of an object;

10 figure 3 shows a representation to illustrate the technique of stereolithography;

15 figure 4 schematically shows an example of the production of an antiscatter grid or collimator from a base body in accordance with the present method;

20 figure 5 schematically shows a further example of the production of the base body in the case of the present method; and

figure 6 schematically shows a further example of the production of the base body in the case of the present method.

25 The typical situation when recording an x-ray image of an object 3 in x-ray diagnosis is represented schematically with the aid of figure 1. The object 3 lies between the tube focus 1 of an x-ray tube, which may be regarded as an approximately point x-ray source, and a detector surface 7. The x-rays 2 emitted from the focus 1 of the x-ray source propagate in a straight line in the direction of the x-ray detector 7, and in doing so pass through the object 3. The primary beams 2a striking the detector surface 7, which pass through the object 3 on a straight line starting from the x-ray focus 1, cause, on the detector surface 7, a positionally resolved attenuation value distribution for the object 3. Some of the x-rays 2 emitted from the

x-ray focus 1 are scattered in the object 3. The scattered beams 2b created in this case do not contribute to the desired image information and, when they strike the detector 7, they significantly impair  
5 the signal-to-noise ratio. In order to improve the image quality, an antiscatter grid 4 is therefore arranged in front of the detector 7. This antiscatter grid 4 has transmission channels 5 in a base body 6 which in this case consists of a material  
10 nontransmissive to x-radiation. The transmission channels 5 are aligned in the direction of the tube focus 1, so that they allow the incident primary radiation 2a on a straight-line path to strike the detector surface. Beams not incident in this direction,  
15 in particular the scattered beams 2b, are blocked or significantly attenuated by the absorbing material of the base body 6. However, on the basis of the previously known production techniques, the absorbing intermediate walls of the base body 6 can be produced  
20 only with a particular minimum thickness, so that a significant part of the primary radiation 2a is therefore also absorbed and does not contribute to the image result.

25 Figure 2 shows the situation when recording images in nuclear diagnosis. The body 3 to be examined, in which an organ 3a is indicated, can be seen in the figure. By injection of a medium which emits gamma radiation, and which concentrates in the organ 3a, gamma quanta 8a are emitted from this region and strike the detector 7, an Anger camera. By means of the collimator 4 arranged in front of the detector 7, which has transmission channels 5 aligned in a straight line between regions of the base body 6 that absorb gamma radiation, the  
30 projection direction of the respective image recording is set. Gamma quanta 8b which are emitted in other directions or are scattered, and which do not arrive on a straight-line path from this projection direction,

are absorbed by the collimator 4. In this technique as well, however, a significant part of the primary radiation 8a is still absorbed because the absorbing regions of the base body 6 are not arbitrarily thin.

5       The present invention provides a method which permits very precise manufacture of antiscatter grids or collimators with thin webs or intermediate walls between the transmission channels 5. In this case, a  
10      rapid prototyping technique is used for producing the antiscatter grid or collimator. An example of such a technique is stereolithography, as illustrated with the aid of the representation in figure 3. In this technique, a UV laser beam 12 is directed onto the  
15      surface of a liquid UV-crosslinkable polymer 10, which is situated in a container 9. The UV laser beam 12 is moved, with the aid of a three-dimensional volume model of the base body 6 to be made, over the surface of the liquid polymer 10 in order to construct the base body 6  
20      layer-wise. After a layer has been solidified, it is lowered by a further layer thickness using a construction platform 11, so that the UV laser 12 can solidify the next layer according to the three-dimensional volume model. In this way, the base body 6  
25      is constructed layer by layer from the crosslinked UV-cured polymer 10. Owing to the good focusability of the UV laser beam 12, very filigree structures can in this case be produced with very high accuracy. The base body 6 may be constructed directly on the construction  
30      platform 11 or on an additional support plate (not represented in the figure), which lies on the construction platform 11. Furthermore, the technique of stereolithography may also be used to construct a baseplate, on which the base body 6 is then formed  
35      according to the desired geometry.

An antiscatter grid or collimator can be produced in different ways from a base body or molding produced in

this way - for example in accordance with the technique of figure 3. An example of this is advanced in figure 4. In this embodiment, a base body 6 is produced accordingly for the antiscatter grid or collimator to  
5 be made from a structural material which is substantially transmissive to x-radiation, for example a UV-cured polymer. The base body 6 is subsequently coated (coating step 13; figure 4a) with an absorbing material of high atomic number. Respectively to be seen  
10 in the individual part-figures 4a - 4d are a detail of the base body 6 with the transmission channels 5 and the intermediate walls 6a and of the antiscatter grid or collimator, respectively, in cross section in the upper part, and in plan view in the lower part. This  
15 coating step 13 results in a base body 6 with a strongly absorbing coating 14 which is applied both to the inner surfaces of the intermediate walls 6a in the transmission channels 5, and to the top side and underside 6b of the base body 6, that is to say to the  
20 end faces of the intermediate walls 6a (figure 4b).

Finally, the coating 14 is removed at the end faces of the intermediate walls 6a by a chemical or mechanical method step, for example a chemical etching step 15 (figure 4c). An antiscatter grid or collimator is obtained in this way which has transmission channels 5 that are situated between the absorbing coatings 14 of the intermediate walls 6b of the base body 6 (figure 4d). The intermediate walls 6b likewise form  
25 with the coatings 14 delimiting them transmission channels for the primary radiation which have a very high aspect ratio. Slight losses of absorber material in the transmission channels 5 during a chemical abrasion method are unavoidable when removing the  
30 coating 14 on the end faces. However, this is immaterial for the functioning of the antiscatter grid or collimator as long as the abrasions are performed uniformly over the surface.

The intermediate walls 6a, illustrated in the present exemplary embodiments, of the base body 6 do not generally have the illustrated flat plateau shape at 5 the end faces in the case of production using the rapid prototyping technique. Rather, the result is a more or less roof-shaped form whose tip is rounded. An optimum primary beam transparency arises when the absorber coating 14 in the region of these roof surfaces is 10 completely removed. The absorber coating 14 on the inner surfaces of the transmission channels 5 runs parallel to the x-rays and therefore attenuates the primary radiation only minimally. If the end faces or roof faces are exposed, the primary beams can pass 15 largely without attenuation to the image detector through the polymer of the base body 6. A primary beam transparency of 90% and higher can thereby be achieved. Of course, it is advantageous for this purpose if a polymer which absorbs as few x-rays as possible is used 20 for the base body.

For application of the coating 14, a thin copper layer may, for example, firstly be applied to the surface of the base body 6 by sputtering. The thickness of this 25 copper layer lies in the  $1/10 \mu\text{m}$  range. A lead-tin alloy is finally applied to this layer by electrolytic deposition. The thickness of this alloy is designed so as to achieve the necessary absorption of the secondary radiation.

30 Especially for mammography applications, in which the energy of the employed x-ray spectrum is relatively low, a very thin absorber layer 18 on the structures of the base body 6 is sufficient. Merely with a  $2 \mu\text{m}$  thick 35 lead layer, for example, about 84% absorption can be obtained at average mammography x-ray energies (20 keV).

Figure 5 shows a further example of making an antiscatter grid or collimator in which the base body 6 is replicated from a molding 16. The molding 16 has in this case been applied to a baseplate 17 or formed with  
5 the latter. The molding 16 has been produced here according to the geometry of the transmission channels 5 of the antiscatter grid or collimator to be made, and so it constitutes a negative mold of the base body 6. Since the transmission channels 5 are not generally  
10 designed to be contiguous, the baseplate 17 is needed for making such a molding. The gaps of this molding 16 are finally filled (filling 19) with a material which is in a liquid state and is substantially transparent to x-radiation. This material 18, for example a  
15 polymer, solidifies after cooling and is separated from the molding 16 and the baseplate 17. In this way, a base body 6 is obtained which is subsequently further processed in the same way as in the example of figure 4.

20

Lastly, figure 6 shows a further example of making an antiscatter grid from a molding 16 produced by means of a rapid prototyping technique. In this example, the molding 16 is constructed according to the geometry of  
25 the base body 6 of the antiscatter grid or collimator. This molding 16 is subsequently replicated into a negative mold 20, for example by introducing or casting nickel, so that the material regions of the negative mold 20 correspond to the transmission regions 5 of the  
30 antiscatter grid or collimator. The base body 6 can subsequently be made from this negative mold 22 according to the procedure of figure 5.

## Patent Claims

1. A method for producing an antiscatter grid or collimator for a radiation type, which is formed from a base body (6) of predetermined geometry having transmission channels (5) for primary radiation of the radiation type which extend between two opposite surfaces (6b) of the base body (6), with the following steps:

10 - setting the geometry of the base body (6);  
- constructing the base body (6) according to the set geometry by means of a rapid prototyping technique through layer-wise solidification of a structural material, which is substantially transmissive to the radiation type, under the action of radiation; and  
15 - coating inner surfaces of the base body (6) in the transmission channels (5) with a material (14), which strongly absorbs the radiation type, up to a layer thickness which suffices to absorb virtually completely incident secondary radiation of the radiation type, the opposite surfaces (6b) of the base body (6) not being coated, or being aftertreated in such a way that they do not bear a coating or bear a coating of greatly reduced layer thickness made from the material (14)  
20  
25 strongly absorbing the radiation type.

2. A method for producing an antiscatter grid or collimator for a radiation type, which is formed from a base body (6) of predetermined geometry having transmission channels (5) for primary radiation of the radiation type which extend between two opposite surfaces (6b) of the base body (6), with the following steps:

30 - setting the geometry of the base body (6);  
- constructing a molding (16) according to the set geometry of the base body (6) or a negative mold thereof by means of a rapid prototyping technique

through layer-wise solidification of a structural material under the action of radiation;

- single or multiple replication of the molding (16) in order to form the base body (6) from a material which  
5 is substantially transmissive to the radiation type; and
- coating the base body (6) with a material (14), which strongly absorbs the radiation type, up to a layer thickness which suffices to absorb virtually completely  
10 incident secondary radiation of the radiation type, the opposite surfaces (6b) of the base body (6) not being coated, or being aftertreated in such a way that they do not bear a coating or bear a coating of greatly reduced layer thickness made from the material (14)  
15 strongly absorbing the radiation type.

3. The method as claimed in claim 1 or 2, characterized in that the aftertreatment of the opposite surfaces (6b) of the base body (6) is performed by a chemical process for removing or  
20 reducing the coating (14).

4. The method as claimed in claim 1 or 2, characterized in that the aftertreatment of the opposite surfaces (6b) of the base body (6) is performed by a mechanical process for removing or  
25 reducing the coating (14).

5. The method as claimed in claim 1 or 2,  
30 characterized in that the aftertreatment of the opposite surfaces (6b) of the base body (6) is performed by a chemical-mechanical process for removing or reducing the coating (14).

35 6. The method as claimed in one of claims 1 to 5, characterized in that the method of stereolithography is used as the rapid prototyping technique for construction of the base body (6) or molding (16).

7. The method as claimed in one of claims 1 to 6,  
characterized in that the coating is performed by  
sputtering or vapor deposition and/or electrolytic  
5 deposition.

8. The method as claimed in one of claims 1 to 7,  
characterized in that the geometry of the base body (6)  
is set in such a way that a focused antiscatter grid or  
10 collimator is formed.

9. The method as claimed in one of the preceding  
claims for producing an antiscatter grid for x-  
radiation.

15 10. The method as claimed in one of the preceding  
claims for producing a collimator for gamma radiation.

11. An antiscatter grid or collimator for a radiation  
type which can be produced using the method as claimed  
20 in one of the preceding patent claims and is formed  
from a base body (6) of predetermined geometry having  
transmission channels (5) for primary radiation of the  
radiation type which extend between two opposite  
25 surfaces (6b) of the base body (6), the base body (6)  
being formed from a first material which is  
substantially transmissive to the radiation type, inner  
surfaces of the base body (6) being coated in the  
transmission channels (5) with a second material (14)  
30 which strongly absorbs the radiation type up to a layer  
thickness which suffices to virtually completely absorb  
incident secondary radiation of the radiation type, and  
the opposite surfaces (6b) of the base body (6) not  
being coated, or bearing only a coating which is made  
35 from the second material (14), strongly absorbing the  
radiation type, and has a greatly reduced layer  
thickness.

12. The antiscatter grid or collimator as claimed in claim 11, characterized in that the first material is a polymer material.

5 13. The antiscatter grid or collimator as claimed in claim 11 or 12, characterized in that the base body (6) has a geometry with the aid of which a focused antiscatter grid or collimator is formed.

10 14. The antiscatter grid or collimator as claimed in one of claims 11 to 13, characterized in that the second material (14) strongly absorbs x-radiation, and the first material is substantially transmissive to x-radiation.

15 15. The antiscatter grid or collimator as claimed in one of claims 11 to 13, characterized in that the second material (14) strongly absorbs gamma radiation, and the first material is substantially transmissive to gamma radiation.

20

**Abstract**

Antiscatter grid or collimator, and a method of production

The present invention relates to a method for producing an antiscatter grid or collimator for a radiation type, which is formed from a base body (6) of predeterminable geometry having transmission channels (5) for primary radiation of the radiation type which extend between two opposite surfaces (6b) of the base body (6). The invention also relates to an antiscatter grid or collimator which can be produced using the method. In the method, the base body (6) is constructed by means of a rapid prototyping technique by layer-wise solidification of a structural material, which is substantially transmissive to the radiation type, under the action of radiation. Inner surfaces of the base body (6) in the transmission channels (5) are coated with a material (14), which strongly absorbs the radiation type, up to a layer thickness which suffices to virtually completely absorb incident secondary radiation of the radiation type. The opposite surfaces (6b) of the base body (6) are not coated, or are aftertreated in such a way that they do not bear a coating or bear a coating of greatly reduced layer thickness made from the material (14) strongly absorbing the radiation type. The present method permits the simple production of an antiscatter grid or collimator with high primary beam transparency.

Figure 4